

Aus der Abteilung für Anaesthesiologie
der Universitätskliniken Erlangen
Vorstand: Professor Dr. med. E. Rügheimer

Vergleichende Messungen des Atemminutenvolumens
und der alveolären Ventilation am Lungenmodell mit
12 Respiratoren bei Änderungen von
Compliance und Resistance

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Johannes Himmler
aus Nürnberg

1972

Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Abteilung für Anaesthesiologie
der Universitätskliniken Erlangen
Vorstand: Professor Dr. med. E. Rügheimer

Vergleichende Messungen des Atemminutenvolumens
und der alveolären Ventilation am Lungenmodell mit
12 Respiratoren bei Änderungen von
Compliance und Resistance

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von

Johannes Himmler

aus Nürnberg

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen

Fakultät der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Professor Dr. Dr. H. Pauly

Referent: Professor Dr. med. E. Rügheimer

Tag der mündlichen Prüfung: 19. 12. 1972

Inhaltsverzeichnis

I. Einleitung

II. Kriterien für die Einordnung von Respiratoren

1. Die Einatmungsphase

a. Druckgeneratoren

a₁ Druckgeneratoren mit niedrigem Druck

a₂ Druckgeneratoren mit höherem Druck

b. Strömungsgeneratoren

2. Die Ausatmungsphase

3. Umschaltung von Inspiration auf Expiration

a. Zeitsteuerung

b. Volumensteuerung

c. Drucksteuerung

d. Flowsteuerung

4. Umschaltung von Expiration auf Inspiration

a. Zeitsteuerung

b. Volumensteuerung

c. Drucksteuerung

d. Flowsteuerung

e. Patientensteuerung (Trigger)

III. Untersuchte Respiratoren

1. Respiratoren mit (Volumen-)zeitsteuerung

- a. Bennett MA-1 B
- b. Dräger-Pulmomat III
- c. Dräger-Narkosespiromat 650
- d. Elema-Servo-Ventilator 900
- e. Engström-Narkoserespirator 200
- f. Engström Tegimenta 500
- g. Sabathié-Fourès SF 4

2. Respiratoren mit Druck-Flowsteuerung

- a. Bennett PR 2
- b. Bird Mark 7
- c. Dräger-Assistor 642
- d. Heyer Sekundant
- e. Takaoka-Respirator

IV. Methodik

- 1. Thoraxmodell
- 2. Versuchsaufbau und Meßanordnung
- 3. Eichung der Meßgeräte

V. Versuchsablauf und Auswertung der aufgezeichneten Kurven

VI. Ergebnisse

1. Verminderung der Compliance

- a. (Volumen-)zeitgesteuerte Geräte
- b. Druck-flowgesteuerte Geräte

2. Erhöhung der Resistance

- a. (Volumen-)zeitgesteuerte Geräte
- b. Druck-flowgesteuerte Geräte

3. Alveoläre Ventilation bei Verminderung der Compliance

- a. (Volumen-)zeitgesteuerte Geräte
- b. Druck-flowgesteuerte Geräte

4. Alveoläre Ventilation bei Erhöhung der Resistance

- a. (Volumen-)zeitgesteuerte Geräte
- b. Druck-flowgesteuerte Geräte

VII. Zusammenfassung

Literaturverzeichnis

I. Einleitung

Vor wenigen Jahren war der Einsatz eines Respirators fast ausschließlich auf die Behandlung der totalen Atemlähmung beschränkt. Heute ist die Respiratortherapie eine Behandlungsmethode aller Formen der Atmungsinsuffizienz, von der man stark vereinfacht 2 pathophysiologisch verschiedene Formen unterscheiden kann, nämlich:

1. die extrapulmonal bedingte, zumeist durch ein Versagen des Antriebsmotors verursachte und
2. die pulmonal bedingte respiratorische Insuffizienz, die aufgrund anatomischer funktioneller Veränderungen an Bronchien, Lungen und Thoraxwand auftritt.

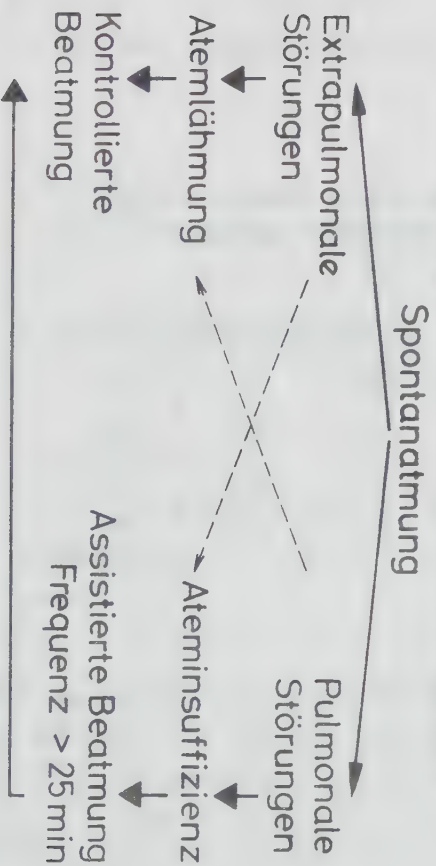
Abbildung 1

Extrapulmonale Atemstörungen führen häufiger zu Atemlähmung aber auch zu Ateminsuffizienz. Die pulmonal bedingte Ateminsuffizienz wiederum führt häufiger zur partiellen Ateminsuffizienz und nur in seltenen Fällen zur Atemlähmung.

Der Einsatz von Respiratoren nach den oben genannten Indikationen hat in den letzten Jahren stark zugenommen. Auf der Intensivbehandlungsstation der Chirurgischen Universitätsklinik der Universität Erlangen-Nürnberg

Abbildung 1

INDIKATION ZUR RESPIRATORBEATMUNG



berg stieg die Zahl der Beatmungsfälle in den Jahren von 1967 bis 1970 von 100 auf 658 an, d.h. etwa jeder 4. auf der Intensivbehandlungsstation aufgenommene Patient wurde der Respiratorbehandlung zugeführt.

Tabelle 1

**Anzahl der auf der Wach- und Intensiv-
Behandlungsstation aufgenommenen
Patienten:**

Berichtsjahr	Aufnahmen	Beatmungsfälle	Herzoperationen
1967	1948	100	140
1968	2558	352	253
1969	2560	512	312
1970	2525	658	384

+13 Schrittmacher

Da nun keineswegs jedes Beatmungsgerät für jede Indikation und jeden Patienten geeignet ist, kommt der Wahl des Respirators eine entscheidende Bedeutung zu.

Es soll daher an 12 verschiedenen Respiratoren überprüft werden, wieweit sie Verminderungen der Compliance und Erhöhungen der Resistance ohne weitere Nachregulation zu kompensieren in der Lage sind.

11. Kriterien für die Einordnung von Respiratoren

Eine grundlegende Einteilung der Respiratoren nach ihren physikalischen Bedingungen wurde von MAPLESON getroffen. (16)

Demnach sind die 4 Hauptkriterien jedes Respirators folgende: (4, 5)

1. Arbeitsweise während der Einatmungsphase
2. Umschaltmechanismus von Einatmung auf Ausatmung
3. Arbeitsweise in der Ausatmungsphase
4. Umschaltmechanismus von Ausatmung zu Einatmung

1. Die Einatmungsphase

Der Ablauf der Änderung von Strömung, Volumen und Druck im Beatmungssystem und in den Lungen des Patienten hängt im allgemeinen sowohl von den Charakteristiken des Ventilators als auch von denen der Lungen des Patienten ab. Je nach Art der Änderung der oben angeführten Größen im Ablauf einer Atemphase und nach deren Verhalten bei Änderung der Lungencharakteristiken kann man die Respiratoren in 2 Hauptgruppen einteilen: (5, 16)

- a. Druckgeneratoren
- b. Strömungsgeneratoren

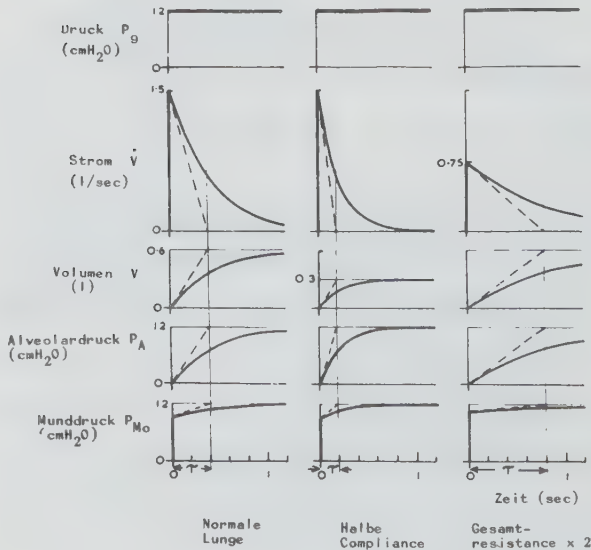
a. Druckgeneratoren

a₁ Ein mit einem Gewicht belasteter Atembalg soll einen Druckgenerator darstellen. Er ist über ein Ventil mit einem Lungenmodell mit normalen Lungencharakteristiken verbunden.

Wird das Ventil geöffnet, so wird die im Atembalg befindliche Luft aufgrund des vom Gewicht erzeugten konstanten Druckes in die Lunge gepreßt. Die Änderungen von erzeugtem Druck, Strömung, Volumen, Druck in der Lunge und Druck am Mundstück verlaufen dann wie in den idealisierten Kurven der Abbildung 2 gezeigt. (16 c)

Abbildung 2

Beatmungskriterien beim Niederdruckgenerator mit konstantem Druck.



Der Verlauf dieser Kurven ist von der Charakteristik des Ventilators und von der Lungencharakteristik abhängig, d.h. von dem im Generator erzeugten Druck, der internen Resistance des Ventilators und von der Compliance und Resistance der Lunge.

Aus dem Generatordruck und der vorliegenden Gesamtreisistance ergibt sich die Strömungsgeschwindigkeit zu Beginn der Inspiration nach Öffnung des Ventils. Mit Beginn der Strömung wird Volumen in die Lungen befördert, dadurch steigt der Druck in der Lunge, so daß die Differenz zwischen Generatordruck und Druck in der Lunge abnimmt. Da diese Differenz die Ursache der Strömung ist, wird mit abnehmendem Druckunterschied auch die Strömungsgeschwindigkeit abnehmen. Ebenso verlangsamt sich die Geschwindigkeit der Volumen- und Druckzunahme in der Lunge. Bei genügend langem Zuwarten nähert sich schließlich die Differenz aus Generatordruck und Druck in der Lunge dem Wert 0.

Damit wird auch der Flow gleich 0, und das maximal applizierbare Volumen ist erreicht. Streng genommen kann sich dieser Endzustand jedoch nie einstellen, da sich Flow, Volumen und Alveolardruck exponentiell ändern. Das im Moment t in die Lungen applizierte Volumen ist gleich der Compliance C mal dem Druck in der Lunge in diesem Zeitpunkt.

$$V_t = C \text{ mal } P_{alvt} \quad (\text{Gleichung 1})$$

Nach Erreichen des Gleichgewichtszustandes ist das Volumen in der Lunge gleich dem Produkt aus der Compliance C und dem vom Generator erzeugten Druck P_G .

$$V = C \text{ mal } P_G \quad (\text{Gleichung 2})$$

Das Volumen V_R , das zu irgend einem Zeitpunkt noch in die Lungen befördert werden kann, entspricht so der Differenz dieser beiden:

$$V_R = C \text{ mal } (P_G - P_{alv}) \quad (\text{Gleichung 3})$$

Die Strömungsgeschwindigkeit $\dot{V}$ in die Lungen ist gleich der Druckdifferenz zwischen Ventilator und Alveolen $(P_G - P_{alv})$ geteilt durch den Widerstand zwischen diesen Punkten:

$$\dot{V} = \frac{P_G - P_{alv}}{R} \quad (\text{Gleichung 4})$$

Druckdifferenz $(P_G - P_{alv})$ und Strömung nehmen aber mit der Zeit ab. Im gleichen Maße mit der Strömung in die Lunge ändert sich auch das Volumen, das noch appliziert werden kann.

Es gilt:

$$\dot{V} = C \cdot \frac{d(P_G - P_{alv})}{dt} \quad (\text{Gleichung 5})$$

Aus (Gleichung 4) in (Gleichung 5) ergibt sich:

$$\frac{P_G - P_{alv}}{R} = C \cdot \frac{d(P_G - P_{alv})}{dt}$$

$$P_G - P_{alv} = C \cdot R \cdot \frac{d(P_G - P_{alv})}{dt}$$

$$dt = CR \cdot \frac{d(P_G - P_{alv})}{P_G - P_{alv}}$$

Durch Integration entsteht folgender Ausdruck:

$$t = CR \cdot \ln(P_G - P_{alv}) \rightarrow \ln(P_G - P_{alv}) = \frac{t}{CR}$$

$$\rightarrow P_G - P_{alv} = e^{-\frac{t}{CR}}$$

Da der Exponent $\frac{t}{CR}$ eine dimensionslose Zahl sein muß, muß das Produkt $C \cdot R$ die Dimension Zeit haben, was sich auch nachprüfen läßt, wenn man C in $\frac{l}{cm \text{ H}_2O}$ und R in $\frac{cm \text{ H}_2O \times sec}{l}$ ausdrückt:

$$\frac{l}{\text{cm H}_2\text{O}} \cdot \frac{\text{cm H}_2\text{O} \cdot \text{sec}}{l} = \text{sec}$$

Für das Produkt $C \cdot R$ wird allgemein das Zeichen τ gesetzt; τ ist die Zeitkonstante der vorliegenden Exponentialfunktion. (3, 5, 16b)

Auch die anderen exponentiellen Änderungen der Kurven in Abbildung 2 haben die gleiche Zeitkonstante τ .

τ gibt auch die Zeit an, in der die Änderung von Druck, Strömung und Volumen ihren Endzustand erreicht hätte, wenn ihre anfänglichen Größen beibehalten würden, also ohne Berücksichtigung daß $(P_G - P_{alV})$ abnimmt.

Die Strömung ist dann:

$$\dot{V} = \frac{P_G}{R} \quad (\text{Gleichung 8})$$

Um das Volumen mit der Strömung $\dot{V}$ zu applizieren, ist die Zeit t nötig:

$$V = \dot{V} \cdot t ; \quad t = \frac{V}{\dot{V}}$$

Aus (Gleichung 2) $V = C \cdot P_G$ und (Gleichung 8) in (Gleichung 9) ergibt sich:

$$t = \frac{C \cdot P_G \cdot R}{P_G} = C \cdot R$$

Da es sich aber bei den betrachteten Vorgängen eben um Exponentialfunktionen handelt, ist nach der Zeit τ die Änderung erst bis $1 - \frac{1}{e}$ (ca. 63 %) fortgeschritten, d.h. bis zur Erreichung des Endzustandes fehlt noch $\frac{1}{e}$ (ca. 37 %) der Änderung.

Aus der folgenden Tabelle kann entnommen werden, wieviel Prozent des Endzustandes nach einer bestimmten Zahl von Zeitkonstanten erreicht sind.

Tabelle 2

Fortschreiten einer exponentiellen Änderung	
Zeitkonstanten	Änderung in %
0	0
1	63
2	86,5
3	95,0
4	98,2
5	99,3
6	99,75

Mit Änderung von Compliance oder Resistance einer Lunge ändert sich also die Zeitkonstante und mit ihr der Prozentsatz, bis zu dem die Änderung von Volumen, Strömung und Druck in einer vorgegebenen Zeit abgelaufen sind, da sich die Anzahl der Zeitkonstanten in der vorgegebenen

Zeit ändert. Wird z.B. die Compliance C halbiert, halbiert sich auch die Zeitkonstante, d.h. das mit dem Generatordruck P_G erreichbare Volumen wird in der Hälfte der Zeit bis zum gewünschten Prozentsatz erreicht. Das erreichbare Volumen hat sich dann aber halbiert (Abbildung 2, 2. Spalte).

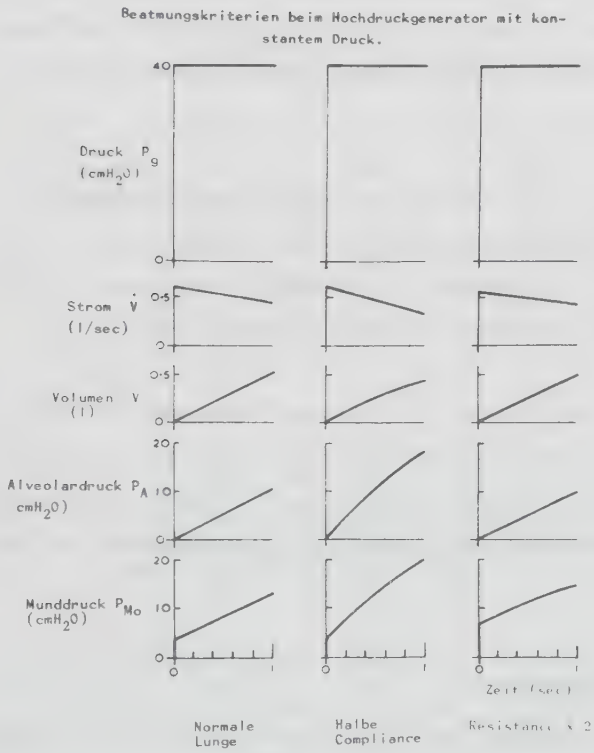
Wird die Resistance R verdoppelt, so verdoppelt sich auch die Zeit, die notwendig ist, einen gewünschten Prozentsatz des applizierbaren Volumens zu erreichen. Das Volumen kann hierbei durch Verlängerung der Einatmungszeit auf das Doppelte konstant gehalten werden (Abbildung 2, 3. Spalte).

a₂ Bei Verwendung eines Generators mit konstantem aber höherem Druck (etwa 40 cm H₂O) lassen sich theoretisch die Kurvenformen der Abbildung 3 ableiten (16d). Dabei sollte der Ventilator zur Vermeidung eines initial zu hohen Flow's einen gewissen inneren Widerstand besitzen.

Abbildung 3 (16e)

Man sieht dabei, daß sich die Kurvenform der sich ändernden Größen mehr der Geraden nähert. Bei Halbierung der Compliance nimmt der Flow langsamer ab als beim Druckgenerator mit niedrigem Druck, da auch die Druckdifferenz zwischen Generatordruck und Alveolardruck größer ist. Das unter normalen Lungencharakteristiken erreichte Volumen wird

Abbildung 3



jetzt auch bei verminderter Compliance erreicht. Andererseits steigen Alveolardruck und Munddruck zu deutlich höheren Werten an. Der Flow ist höher als bei dem Generator mit dem niedrigen Druck und auch bei erhöhter Resistance wird das Volumen in einer vernünftigen Zeit erreicht.

Wir sehen also, daß von den aufgezeichneten Parametern der Generatordruck konstant bleibt, die Kurven für Flow, Volumen, Alveolardruck und Munddruck sich jedoch mit Änderung der Lungenverhältnisse ebenfalls ändern.

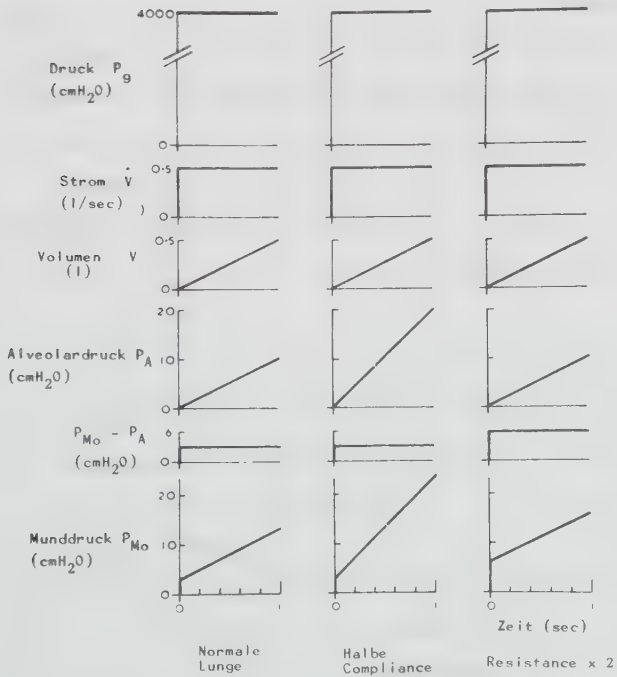
Bei Druckgeneratoren mit veränderlichem Druck (z.B. Teil einer Sinuskurve) liefert der Generator die ihm typische Druckkurve. Der Verlauf der Flow-, Volumen- und Alveolardruckkurven dagegen wird von den Lungencharakteristiken bestimmt.

b. Strömungsgeneratoren

Geht man von dem vorher untersuchten Modell eines Druckgenerators mit niedrigem Druck und eines Druckgenerators mit hohem Druck zu einem Druckgenerator mit sehr hohem konstantem Druck über (z.B. 4000 cmH₂O), so lassen sich die idealisierten Kurvenformen der Abbildung 4 ableiten (16f).

Abbildung 4 (16g)

Beatmungskriterien beim Stromgenerator mit konstanter Strömung.



Wir sehen hier, daß die Kurvenverläufe Gerade darstellen. Streng genommen sind es aber auch hier Teile von Exponentialkurven. Bei Änderung der Lungencharakteristiken bleibt der Flow konstant, ebenso wird ein konstantes Volumen appliziert. Es ändern sich aber Alveolardruck und Munddruck in Abhängigkeit von den Lungencharakteristiken. Respiratoren die so arbeiten, werden als Flowgeneratoren oder Strömungsgeneratoren bezeichnet. Ähnlich wie bei den Druckgeneratoren lassen sich auch bei den Flowgeneratoren Geräte mit konstantem Flow und mit veränderlichem Flow (z.B. Teil einer Sinuskurve) unterscheiden.

2. Die Ausatemungsphase

Prinzipiell lassen sich in der Ausatemungsphase die gleichen Unterscheidungen wie in der Einatemungsphase treffen. In den hier vorliegenden Untersuchungen wurden die Generatoren hauptsächlich so verwendet, daß der Patient in der Ausatemungsphase in die Atmosphäre, d.h. gegen den Druck 0 ausatmen konnte.

Generatoren dieses Typs müssen als Druckgeneratoren mit konstantem (atmosphärischem) Druck bezeichnet werden. Es ist jedoch auch die Arbeitsweise eines Druck- oder Flowgenerators in diesem Teil des Atemzyklus möglich (16i).

3. Umschaltung von Inspiration auf Expiration (5, 16h)

a. Zeitsteuerung

Bei Geräten dieser Art wird die Inspiration elektrisch, elektromechanisch oder pneumatisch nach einer vorher bestimmten Zeit beendet und die Expiration eingeleitet. Gewöhnlich sind zur Vermeidung zu hoher Drucke und Volumina Druck- und Volumenbegrenzungsvorrichtungen vorhanden.

b. Volumensteuerung

Hierbei wird die Inspiration nach Applikation eines vorher bestimmten Volumens beendet. Auch hier ist meist eine Druckbegrenzung vorhanden. Bei zu niedrig eingestelltem Flow entstehen zu lange Inspirationszeiten.

c. Drucksteuerung

Bei dieser Art von Steuerung wird von Inspiration auf Expiration umgeschaltet, sobald an einer bestimmten Stelle des Systems, meistens am Mundstück, ein vorher eingestellter Druck erreicht ist.

d. Flowsteuerung

Bei Geräten dieser Art tritt die Umschaltung ein, sobald der Flow eine gewisse Grenze unterschreitet.

4. Umschaltung von Expiration auf Inspiration (16k)

a. bis d. wie oben

e. Patientensteuerung (Trigger)

Der Beginn der Einatmung wird durch den Einatem-
impuls des Patienten in Gang gesetzt.

III. Untersuchte Respiratoren

Im folgenden sollen die untersuchten Respiratoren kurz mit ihren bei den Versuchen verwendeten Charakteristiken vorgestellt werden. Die beigelegten Kurvenabbildungen zeigen den Verlauf von Flow, Volumen, Munddruck und Alveolardrücken in der von uns vorgenommenen Grundeinstellung der Beatmungsgeräte.

Dabei wird auf den 6 Spuren folgendes aufgezeichnet:

Kanal 1: Zeitschreibung in sec

Kanal 2: Flow

Kanal 3: Volumen

Kanal 4: Munddruck

Kanal 5: Alveolardruck re.

Kanal 6: Alveolardruck li.

(Über die Eichung siehe Abschnitt IV 3.)

1. Respiratoren mit (Volumen-)zeitsteuerung

a. Bennett MA-1 B

Inspiration: Flowgenerator mit nahezu konstantem Flow

Expiration: Druckgenerator mit konstantem (atmosphärischem Druck)

Umschaltung Inspiration auf Expiration: volumengesteuert

Umschaltung Expiration auf Inspiration: zeitgesteuert

Es ist eine Druckgrenze eingebaut, ebenso ein Alarm bei Überschreitung einer bestimmten Inspirationszeit.

Abbildung 5

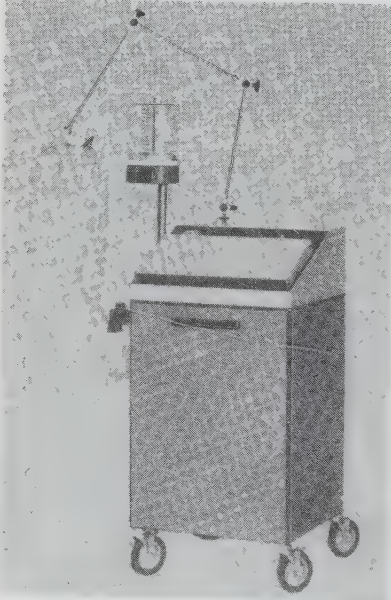
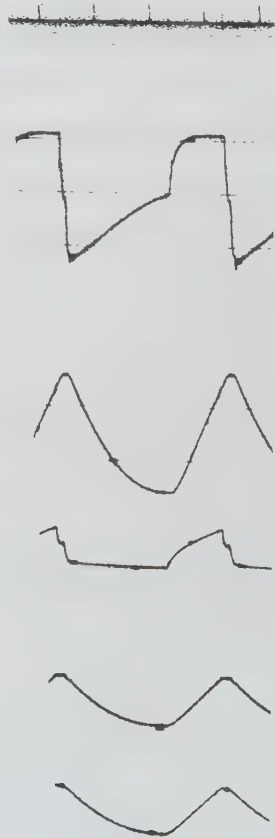


Abbildung 6



b. Dräger-Pulmomat III

Inspiration: Druckgenerator mit konstantem Druck

Expiration: Druckgenerator mit konstantem (atmosphärischem) Druck

Umschaltung Inspiration auf Expiration: zeitgesteuert (pneumatisch)

Umschaltung Expiration auf Inspiration: zeitgesteuert (pneumatisch)

Druckbegrenzung und Volumenbegrenzung sind eingebaut.

Abbildung 7

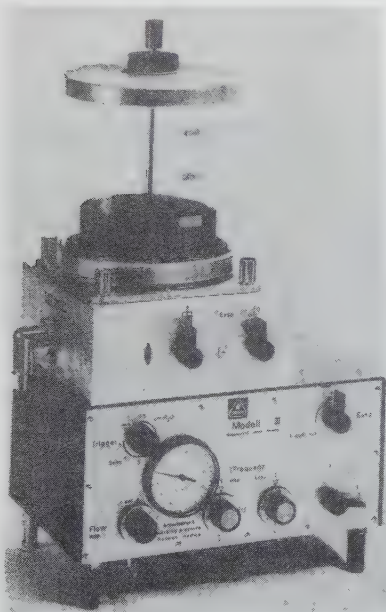
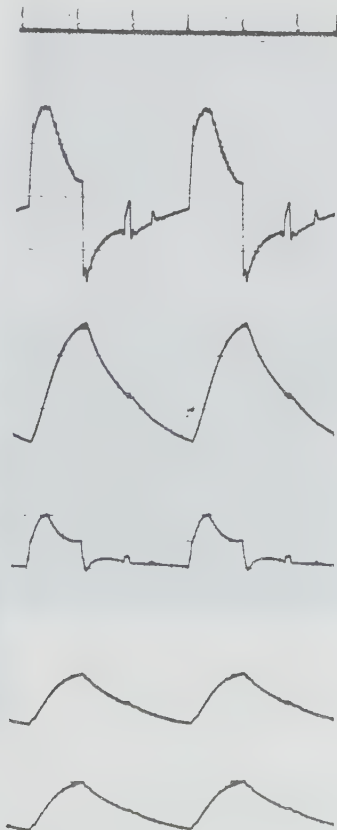


Abbildung 8



c. Dräger-Narkosespiromat 650 (4, 5, 6, 14, 16o, 17)

Inspiration: Druckgenerator mit inkonstantem (zunehmendem) Druck

Expiration: Druckgenerator mit konstantem (atmosphärischem) Druck

Umschaltung Inspiration auf Expiration: zeitgesteuert (elektrisch)

Umschaltung Expiration auf Inspiration: zeitgesteuert (elektrisch)

Durch die Bauart des Gerätes ist eine Volumenbegrenzung gegeben.

Abbildung 9

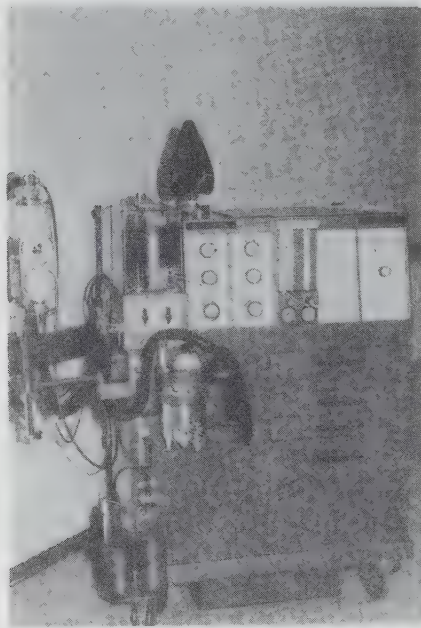
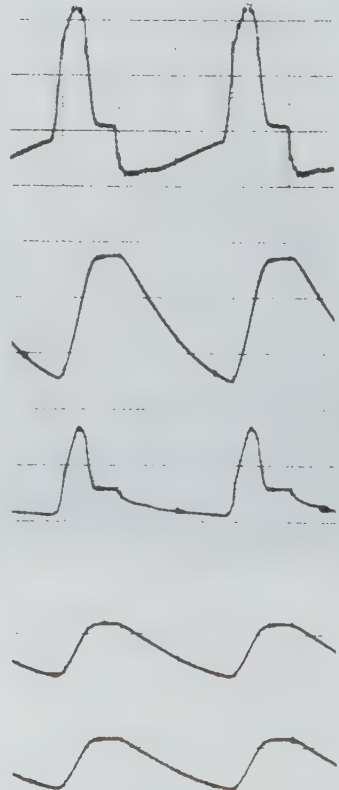


Abbildung 10



d. Elema-Servo-Ventilator 900

Inspiration: Druckgenerator mit konstantem Druck

Expiration: Druckgenerator mit konstantem (atmosphärischem) Druck

Umschaltung Inspiration auf Expiration: zeitgesteuert

Umschaltung Expiration auf Inspiration: zeitgesteuert

Die Steuerung ist elektronisch; es ist eine Druckbegrenzung vorhanden. Der zum Erreichen des vorgegebenen Atemminutenvolumens in der gegebenen Zeit notwendige Flow wird vom Gerät elektronisch berechnet, mit dem Ist-Flow verglichen und notfalls nachkorrigiert.

Abbildung 11

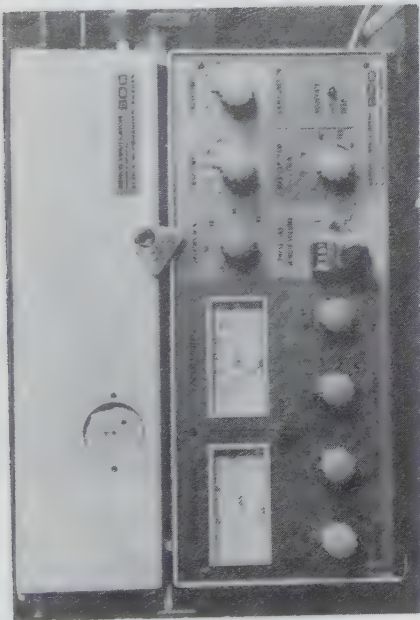
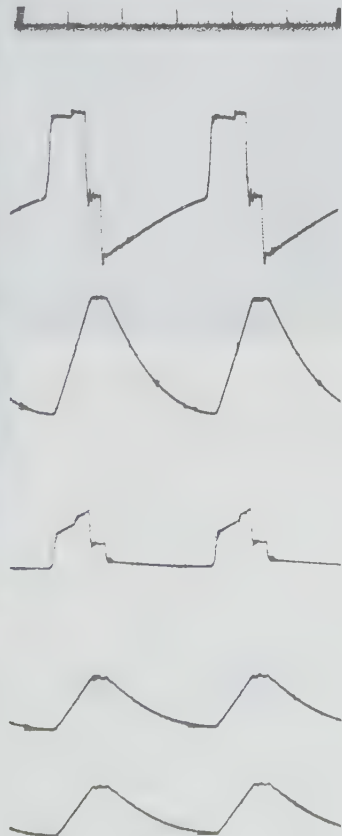


Abbildung 12



e. Engström-Narkoserespirator 200 (1, 4, 5, 6, 8, 14, 16p, 17, 18)

Inspiration: Druckgenerator mit inkonstantem (zunehmendem) Druck

Expiration: Druckgenerator mit konstantem (atmosphärischem) Druck

Umschaltung Inspiration auf Expiration: zeitgesteuert

Umschaltung Expiration auf Inspiration: zeitgesteuert

Zeitsteuerung mechanisch, Druckbegrenzung, Volumenbegrenzung.

Abbildung 13

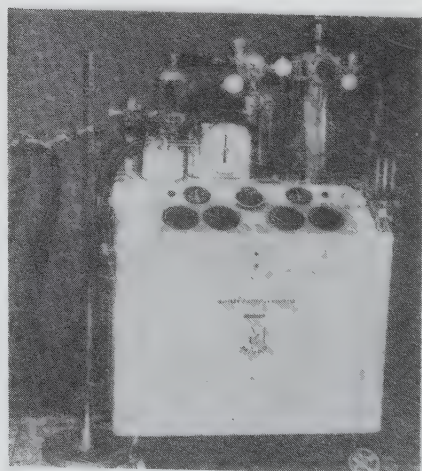
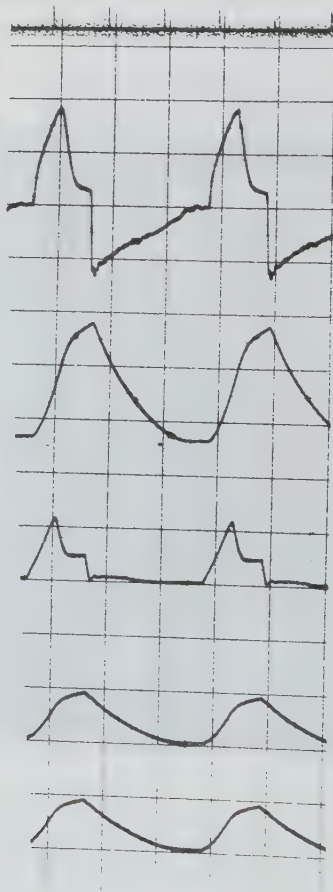


Abbildung 14



f. Engström Tegimenta 500

Prinzipiell wie Engström-Narkoserespirator 200

Abbildung 15

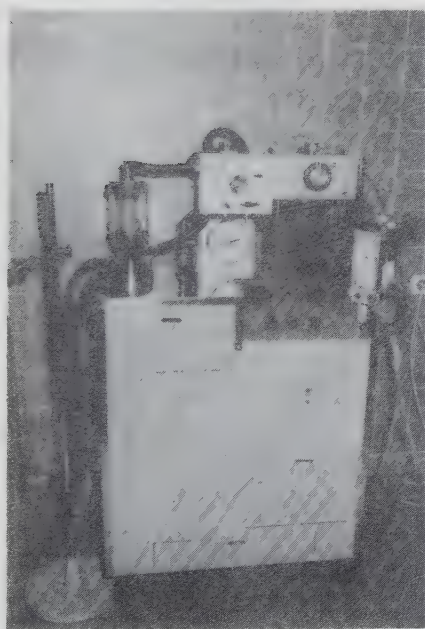
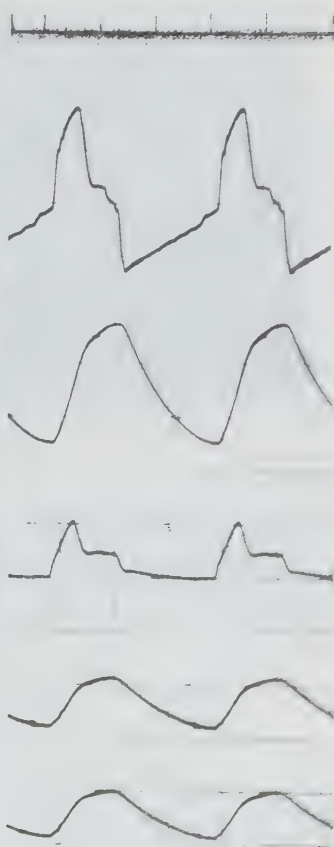


Abbildung 16



9. Sabathié-Fourès SF 4 (6, 7, 16q)

Inspiration: Flowgenerator mit nahezu konstantem Flow

Expiration: Druckgenerator mit konstantem (atmosphärischem) Druck

Umschaltung Inspiration auf Expiration: zeitgesteuert

Umschaltung Expiration auf Inspiration: zeitgesteuert

Druckbegrenzung, Zeitsteuerung elektromechanisch.

Abbildung 17

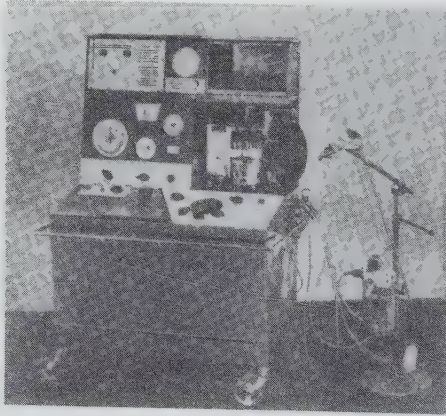
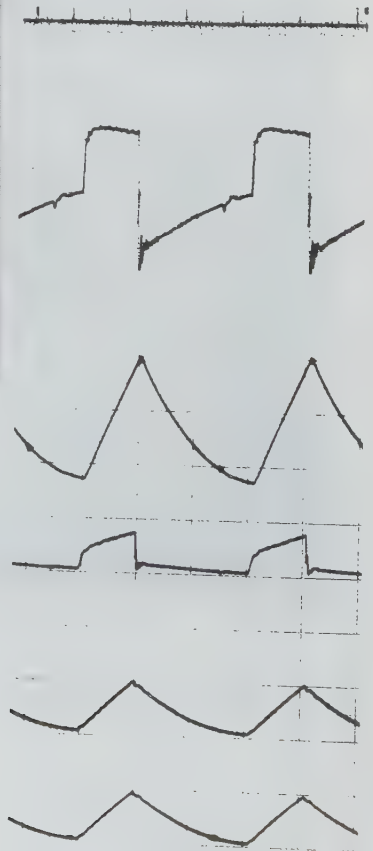


Abbildung 18



2. Respiratoren mit (Zeit-)Druck-Flowsteuerung (11)

a. Bennett PR 2 (5, 8, 9, 14, 18, 161)

Inspiration: Druckgenerator mit konstantem Druck

Expiration: Druckgenerator mit konstantem (atmosphärischem)
Druck

Umschaltung Inspiration auf Expiration: zeit-, druck- oder
flowgesteuert

Umschaltung Expiration auf Inspiration: zeitgesteuert

Abbildung 19

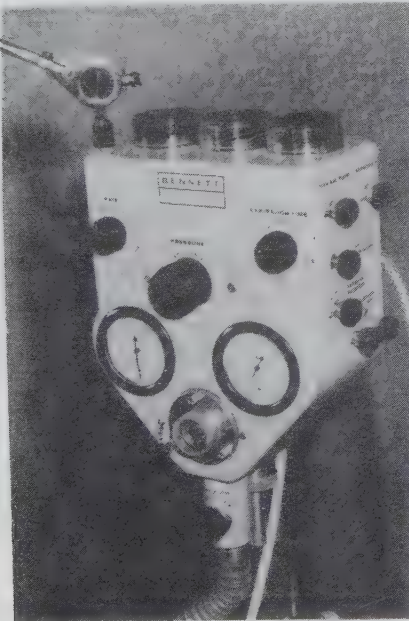


Abbildung 20



b. Bird Mark 7 (8, 14, 18, 16m)

Inspiration: Druckgenerator mit konstantem Druck (with Airmix)

Expiration: Druckgenerator mit konstantem (atmosphärischem) Druck

Umschaltung Inspiration auf Expiration: druckgesteuert

Umschaltung Expiration auf Inspiration: zeitgesteuert

Abbildung 21

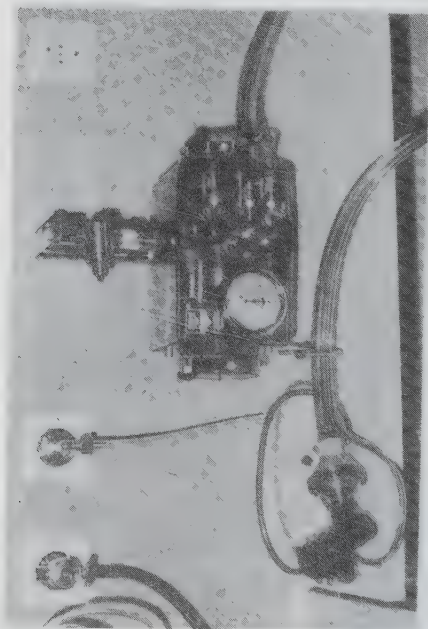
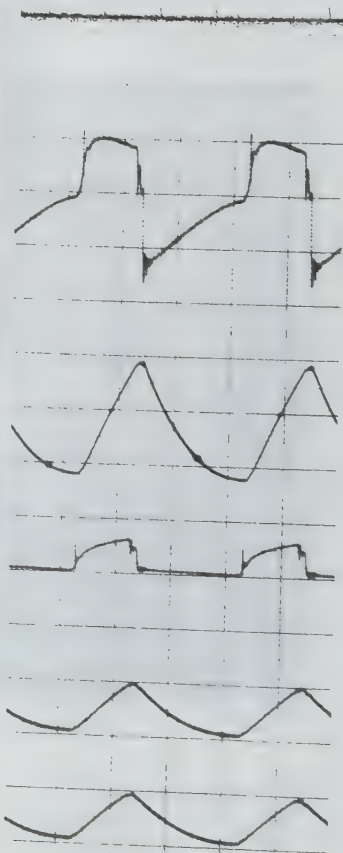


Abbildung 22



c. Dräger-Assistor 642 (5, 16n)

Inspiration: Druckgenerator mit konstantem Druck

Expiration: Druckgenerator mit konstantem (atmosphärischem)
Druck

Umschaltung Inspiration auf Expiration: druckgesteuert

Umschaltung Expiration auf Inspiration: zeitgesteuert

Abbildung 23

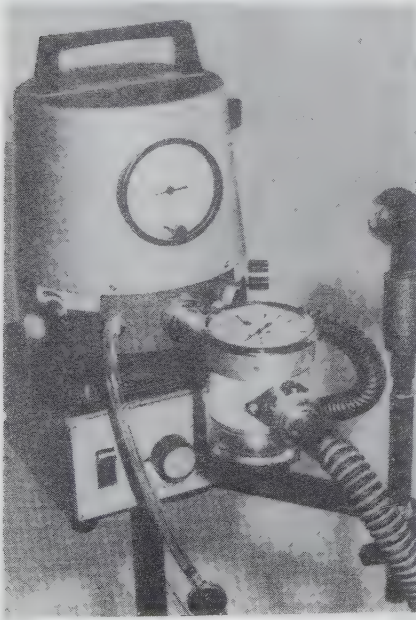
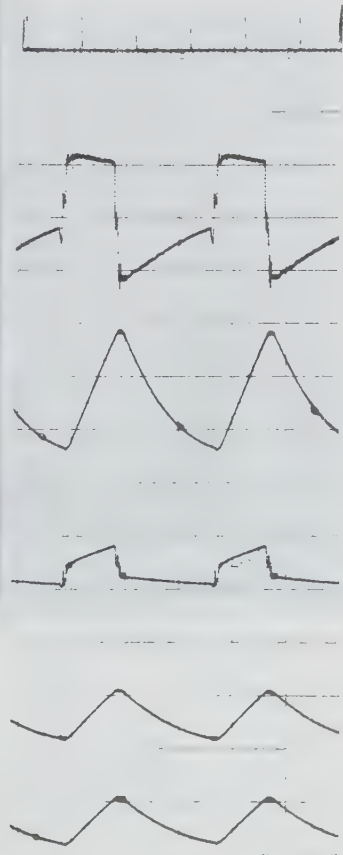


Abbildung 24



d. Heyer Sekundant

Inspiration: Flowgenerator mit konstantem Flow

Expiration: Druckgenerator mit konstantem (atmosphärischem) Druck

Umschaltung Inspiration auf Expiration: zeit- oder druckgesteuert

Umschaltung Expiration auf Inspiration: zeitgesteuert

Abbildung 25

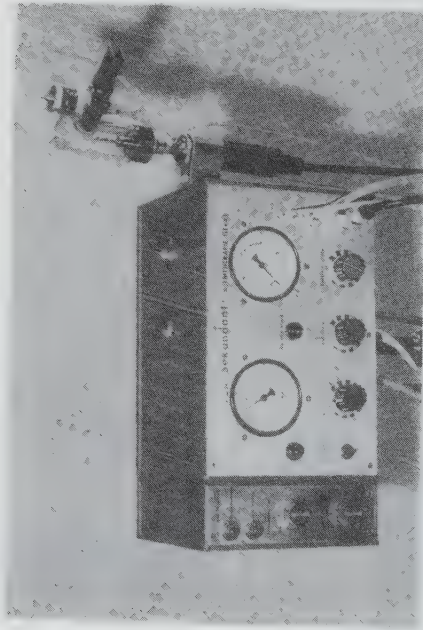


Abbildung 26



e. Takaoka-Respirator (16r, 19)

Inspiration: Flowgenerator mit konstantem Flow

Expiration: Flowgenerator

Umschaltung Inspiration auf Expiration: druckgesteuert

Umschaltung Expiration auf Inspiration: druckgesteuert

Abbildung 27

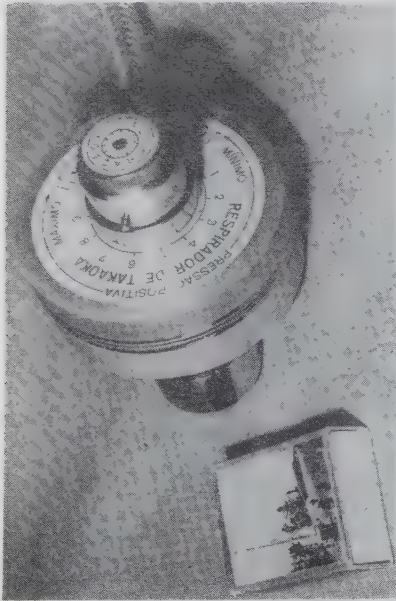


Abbildung 28

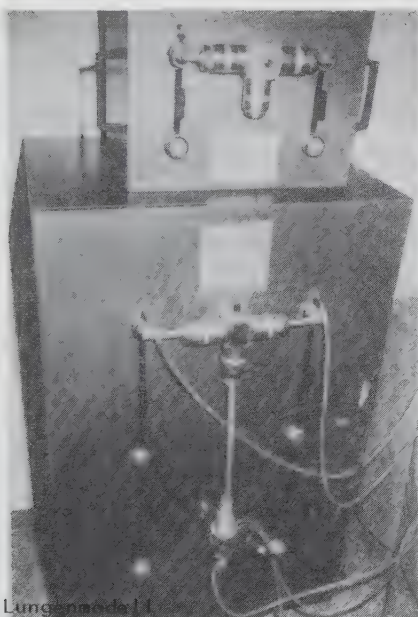


IV. Methodik

1. Thoraxmodell (2, 3, 5, 6, 9, 10, 12, 19)

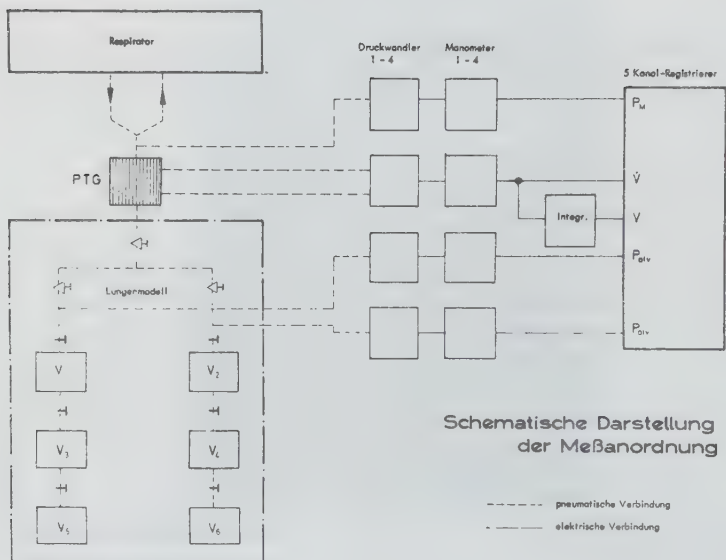
Verwendet wurde ein Thoraxmodell der Firma Dräger, Lübeck. 6 Gasflaschen von je 10 l Inhalt, die zur Vermeidung adiabatischer Kompressionseffekte mit Kupferwolle gefüllt sind, bilden die durch Abschaltung einzelner Flaschen variable Compliance. Die Compliance jeder einzelnen Flasche betrug $0,0105 \text{ l/cmH}_2\text{O}$. Die Gesamtcompliance aller 6 Flaschen betrug demnach $0,063 \text{ l/cmH}_2\text{O}$ (13, 20). Je 3 Flaschen waren in Reihe geschaltet ("rechte Lunge - linke Lunge"). Vor die Flaschen waren 3 durch Blenden veränderliche Widerstände so eingebaut, daß jede Flaschenreihe für sich ("rechter Bronchus - linker Bronchus") oder das Gesamtmodell ("Trachea") mit einem veränderlichen Widerstand versehen werden konnten (9). Als Widerstände waren in die zuführenden Leitungen ("Trachea-Bronchien") Blenden mit Durchmessern von 5,7 mm, 4,0 mm, 2,8 mm und 2,0 mm eingebaut, was Widerständen von $20 \text{ cmH}_2\text{O/l/sec}$, $69 \text{ cmH}_2\text{O/l/sec}$, $229 \text{ cmH}_2\text{O/l/sec}$ und $500 \text{ cmH}_2\text{O/l/sec}$ entsprach.

Abbildung 29



Man sieht in der Mitte unten den Pneumotachographenkopf mit den Ableitungen zur Messung des Munddruckes und des Differentialdruckes, anschließend die Zuführungsleitung zu dem Verteilerstück mit den verstellbaren Blenden, daran schließen sich rechts und links die Zuführungsleitungen in die rechte und linke Flaschenreihe an. Darüber die beiden Ableitungsschläuche zur Messung des Alveolardruckes rechts und links. An den beiden Leisten darunter die Absperrhähne für die einzelnen Flaschen.

Abbildung 30



2. Versuchsaufbau (8, 18)

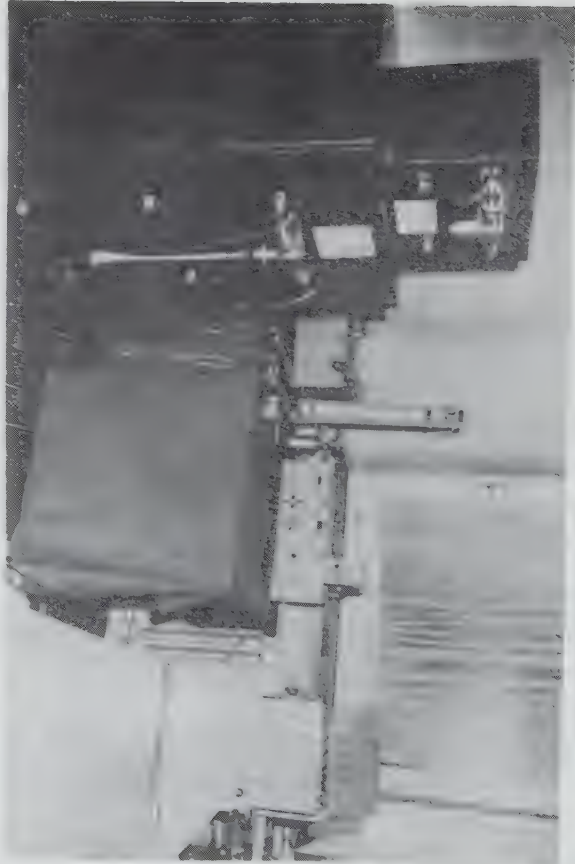
Der jeweils zu untersuchende Respirator wurde mit den für ihn gebräuchlichen Verbindungsschläuchen an den Pneumotachographenkopf angeschlossen, hinter den das Lungenmodell geschaltet war. Zur Messung und Aufzeichnung standen 3 Druckwandler und ein Differentialdruckrezeptor mit angeschlossenen Manometern, ein elektrischer Integrator und ein 6-Kanal-Schreiber zur Verfügung.

Abbildung 31

Meßanordnung:

1. Druckmessung vor dem Pneumotachographen über Druckwandler und Manometer auf Kanal 4 als Munddruck P_M .
2. Differentialdruck am Pneumotachographen über Druckwandler und Manometer auf Kanal 2 als Strömungsgeschwindigkeit $\dot{V}$.
3. Differentialdruck vom Pneumotachographen über Druckwandler und Manometer zum Integrator und auf Kanal 3 als Volumen V .
4. Druck in der rechten Flaschenreihe über Druckwandler und Manometer auf Kanal 5 als Alveolardruck P_{alv} re.

Abbildung 31



Aufbau des Meßplatzes

Man sieht links das Lungenmodell mit dem Fleisch'en Pneumotachographen. Auf dem Tisch vorne liegen 3 Druckwandler und 1 Differentialdruckrezeptor, auf dem Tisch im Hintergrund links das Phantom zur Flow- und Volumeneichung, daneben die Eichvorrichtung zur Druckmessung nach Professor Gauer; rechts der 6-Kanal-Schreiber.

5. Druck in der Flaschenreihe links über Druckwandler und Manometer auf Kanal 6 als Alveolardruck P_{alv} li.

Kanal 1: Zeitmarkierung in sec (1 cm entspricht 1 sec)

3. Eichung der Meßgeräte

Zur Eichung der Druckmessungen wurde eine Eichvorrichtung nach Professor GAUER verwendet (siehe Abbildung 31). Munddruck P_M auf Kanal 4: 1 cm Amplitude entspricht 20 cmH₂O, Alveolardruck rechts und links auf Kanal 5 und 6: 1 cm Amplitude entspricht 10 cmH₂O.

Die Eichung der Strömungsgeschwindigkeit und des Volumens wurde mit Hilfe eines Phantoms mit bekannter Strömungsgeschwindigkeit und bekanntem Volumen vorgenommen (siehe Abbildung 31).

Kanal 2 Strömungsgeschwindigkeit $\dot{V}$: 1 cm Amplitude entspricht 0,5225 l/sec.

Kanal 3 Volumen V: 1 cm Amplitude entspricht 250 ml.

V. Versuchsablauf und Auswertung der aufgezeichneten Kurven

Die Respiratoren wurden zu Versuchsbeginn mit Hilfe ihrer verschiedenen Bedienungselemente so eingestellt, daß sie bei einer Compliance der künstlichen Lunge von $0,063 \text{ l/cmH}_2\text{O}$ und der Stenose mit dem größten Durchmesser ($5,4 \text{ mm}$) in etwa folgende Werte erreichten:

Atemminutenvolumen: 11 l/min

Frequenz: 20 Atemzüge/min

Atemzeitquotient: $1:2$

Nach Aufzeichnung der dabei gemessenen Werte auf dem 6-Kanal-Schreiber wurde die Compliance jeweils um 1 Flasche (entspricht $0,0105 \text{ l/cmH}_2\text{O}$) vermindert.

Messungen wurden so bei folgenden Werten für die Compliance durchgeführt:

$0,063 \text{ l/cmH}_2\text{O}$

$0,0525 \text{ l/cmH}_2\text{O}$

$0,042 \text{ l/cmH}_2\text{O}$

$0,0315 \text{ l/cmH}_2\text{O}$

$0,021 \text{ l/cmH}_2\text{O}$

In der nächsten Versuchsreihe wurde mit der Compliance $0,063 \text{ l/cmH}_2\text{O}$ die Resistance durch Zuschaltung der jeweils kleineren Blende schrittweise vergrößert.

Nach jeder Änderung wurden ebenso die erhaltenen Meßwerte auf dem 6-Kanal-Schreiber registriert.

Die vom Registriergerät aufgezeichneten Kurven wurden ausgemessen; daraus wurden vermittels eines Rechners folgende Ergebnisse gewonnen:

1. Atemzugvolumen rechts als Produkt aus Compliance und Druck in der rechten Flaschenreihe ($C \times P_{alv}$) (9)
2. Atemzugvolumen links (entsprechend rechts)
3. Atemzugvolumen gesamt (Summe von 1. und 2.)
4. Frequenz
5. Atemminutenvolumen (Produkt von 3. und 4.)
6. Effektive alveoläre Minutenventilation

Die effektive alveoläre Minutenventilation wurde durch Abzug der Totraumventilation vom Atemminutenvolumen errechnet. Als Totraum wurden 100 ml angenommen, so daß die Gesamt-Totraumventilation durch Multiplikation der Frequenz mit 100 ml errechnet wurde.

VI. Ergebnisse

1. Atemminutenvolumen bei Verminderung der Compliance

Tabelle 3

Atemminutenvolumen in % des Ausgangswertes
bei Verminderung der Compliance

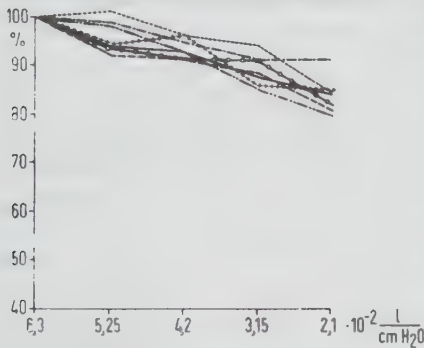
a. (Volumen-)zeitgesteuerte Respiratoren.					
Compliance ml/cmH ₂ O	6,3	5,25	4,2	3,15	2,1
Bennett MA 1 S	100	93,6	91,2	91,0	82,0
Pulmomat III	100	92,1	91,2	88,6	80,7
Dräger Spiromat 650	100	93,9	92,7	87,7	84,2
Elema SV 900	100	99,1	94,7	91,2	91,2
Engström 200	100	98,1	94,7	91,2	91,2
Engström-Tegimenta 500	100	94,4	96,3	86,1	85,2
Sabathié-Fourès SF4	100	101,1	96,3	94,1	84,7
b. Druck-Flowgesteuerte Respiratoren.					
Bennett PR 2	100	92,2	87,8	69,8	51,9
Bird M 7	100	89,7	77,4	61,4	51,0
Dräger-Assistor	100	93,5	87,3	74,1	63,0
Takaoka-Respirator	100	95,4	93,6	100,3	98,4
Heyer-Sekundant	100	100	100	98,1	98,1

Abbildung 32

Prozentualer Volumenverlust bei Verminderung d. Compliance

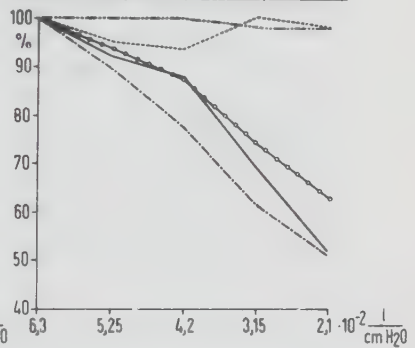
Grundeinstellung der Respiratoren: AMV 11 l/min, Frequenz 20/min; AZQ 1:2

[Volumen-] Zeitgesteuerte Respiratoren



- Bennet MA-1B
- Dräger Narkosespiromat 650
- Dräger Pulmomat III
- Elema - Servoventilator 900
- Engstrom - Narkoserespirator 200
- Engstrom - Tegimenta Typ 500
- Sabathié - Fourès SF 4

Druck-flowgesteuerte Respiratoren



- Bennet PR-2
- Bird Mark 7
- Dräger-Assistor 642
- Takaoka
- Heyer Sekundant

a. (Volumen-)zeitgesteuerte Geräte

Betrachtet man die Tabelle 3 und die Abbildung 32, so sieht man, daß die zeit-volumengesteuerten Geräte bei stufenweiser Verminderung der Compliance bis auf ein Drittel mit einer Reduktion des in die Lungen applizierten Atemminutenvolumens reagieren. Bei einer Compliance von $4,2 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$, was einer Reduktion auf $2/3$ des Ausgangswertes entspricht, übersteigen die Volumenverluste bei keinem Gerät 9 %. Wird die Compliance auf $2,1 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$ vermindert ($1/3$ des Ausgangswertes), so liegen die Volumenabnahmen zwischen 8,8 % (Elema SV 900) und 20,3 % (Engström Narkoserespirator 200).

b. Druck-flowgesteuerte Geräte

Bei den druck- bzw. flowgesteuerten Geräten ist die Reaktion auf eine Verminderung der Compliance wesentlich unterschiedlicher. Bei der Compliance $4,2 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$ ergeben sich Verluste am Atemminutenvolumen zwischen 0 % (Heyer Sekundant) und 22,6 % (Bird Mark 7). Noch größer werden die Differenzen bei der Compliance $2,1 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$, wo das Atemminutenvolumen zwischen 1,6 % (Takaoka) und 49 % (Bird Mark 7) seines Anfangsbetrages verloren hat. Dabei ist allerdings zu berücksichtigen, daß der Takaoka-Respirator mit einem unveränderlichen Atemzeitverhältnis von 1:1 arbeitet, so daß ihm im Vergleich zu den anderen Geräten für die Einatmungsphase mehr Zeit zur Verfügung steht.

2. Atemminutenvolumen bei Erhöhung der Resistance (5, 15)

Tabelle 4

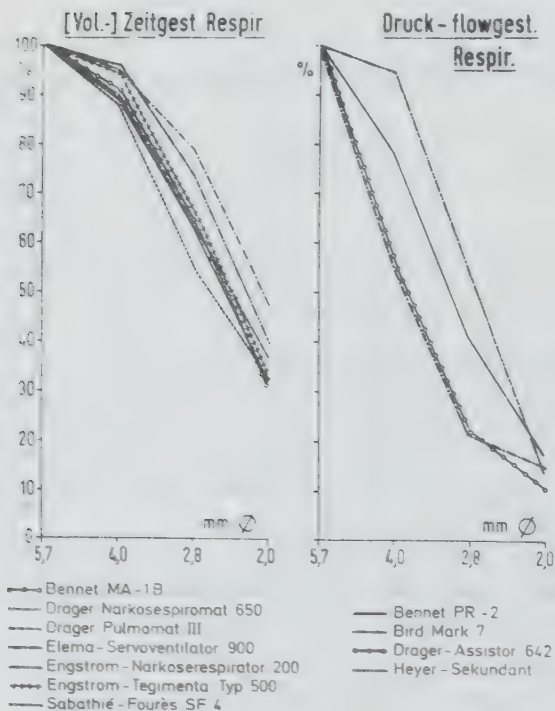
Atemminutenvolumen in % des Ausgangswertes
bei Erhöhung der Resistance

a. (Volumen-)zeitgesteuerte Respiratoren.				
Durchmesser der Stenose in mm	5,7	4,0	2,8	2,0
Bennett MA 1 B	100	91,0	64,2	31,6
Pulmomat III	100	98,5	63,2	36,8
Dräger Spiromat 650	100	89,5	63,2	32,1
Elema SV 900	100	94,7	78,9	47,4
Engström 200	100	95,9	73,4	40,1
Engström-Tegimenta 500	100	94,4	66,7	33,3
Sabathié-Fourès SF 4	100	87,5	54,7	32,8
b. Druck-flowgesteuerte Respiratoren				
Bennett PR 2	100	77,8	41,2	18,0
Bird M 7	100	55,2	21,8	15,2
Dräger-Assistor	100	55,6	22,2	11,1
Takaoka-Respirator	100	-	-	-
Heyer-Sekundant	100	94,4	55,6	14,2

Abbildung 33

Prozentualer Volumenverlust bei Erhöhung der Resistance

Grundeinstellung der Respiratoren :
AMV 11 l/min, Frequenz 20/min, AZQ 1:2



a. (Volumen-)zeitgesteuerte Geräte

Wie zu erwarten ist, vermindert sich auch bei einer Erhöhung der Resistance durch Vorschaltung von kleineren Blenden das Atemminutenvolumen deutlich. Beim Übergang von einer Blende von 5,7 mm $\emptyset$ auf eine solche mit 4,0 mm fällt bei den zeit-volumengesteuerten Geräten das Atemminutenvolumen um einen Prozentsatz zwischen 1,5 % (Pulmo-mat III) und 12,5 % (SF 4) ab. Bei Vorschaltung einer Stenose von 2,0 mm $\emptyset$ liegen die Minutenvolumenverluste zwischen 52,6 % (Elema SV 900) und 68,4 % (Bennett MA 1 B).

b. Druck-flowgesteuerte Geräte

Noch wesentlich höhere Abnahmen des Atemminutenvolumens sind bei den druck-flowgesteuerten Geräten zu beobachten. Mit der Stenose 4,0 mm verliert der Heyer Sekundant zwar nur 5,6 % des anfangs eingestellten Minutenvolumens, die Verluste der übrigen betragen jedoch bis zu 44,8 %. Der Takaoka-Respirator weist bereits keine effektive Ventilation mehr auf, sondern "flattert", d.h. er schaltet in einer Frequenz von ca. 80 - 100/min ohne Förderung eines effektiven Volumens ständig zwischen In- und Expiration um. Bei Vorschaltung einer Stenose von 2,0 mm $\emptyset$ liegen die Volumenverluste der noch funktionstüchtigen Geräte dieser Gruppe zwischen 82% (Bennett PR 2) und 88,9% (Dräger Assistor 642).

Da die zeitgesteuerten Geräte weitgehend frequenzkonstant sind, die druck-flowgesteuerten Geräte jedoch ihre Frequenz bei veränderter Compliance bzw. Resistance ändern und somit

die Totraumventilation nicht gleichbleibt, wurde auch die alveoläre Ventilation bei Verminderung der Compliance und Erhöhung der Resistance untersucht.

3. Alveoläre Ventilation bei Verminderung der Compliance

Tabelle 5

Alveoläre Ventilation in % des Ausgangswertes
bei Verminderung der Compliance

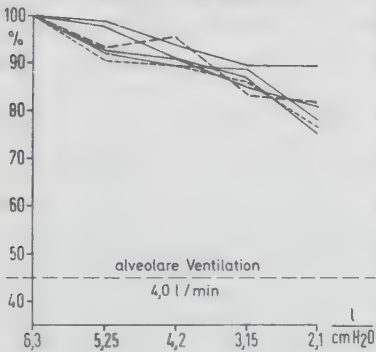
a. (Volumen-)zeitgesteuerte Respiratoren					
Compliance l/cmH ₂ O	6,3	5,25	4,2	3,15	2,1
Bennett MA 1 B	100	92,0	89,5	88,9	78,2
Pulmomat III	100	90,5	89,5	86,3	76,8
Dräger Spiromat 500	100	92,7	91,0	85,3	81,0
Elema SV 900	100	98,9	93,7	89,5	89,5
Engström 200	100	97,7	91,0	82,0	75,3
Engström-Tegimenta 500	100	93,2	95,5	83,1	82,0
Sabathié-Fourès SF 4	100	101,3	95,5	92,6	81,2
b. Druck-flowgesteuerte Respiratoren.					
Bennett PR 2	100	90,4	84,5	62,4	40,4
Bird M 7	100	86,2	70,9	50,4	36,0
Dräger Assistor	100	92,1	84,9	68,5	55,0
Takaoka-Respirator	100	88,5	83,4	80,7	64,0
Heyer-Sekundant	100	100	100	97,8	97,8

Abbildung 34

Alveoläre Ventilation bei Verminderung d. Compliance

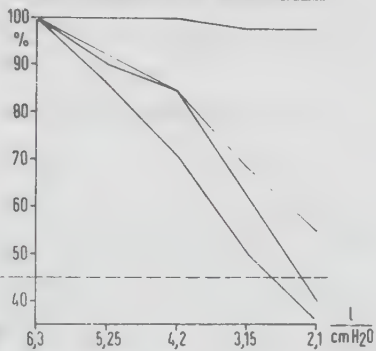
Grundeinstellung der Respiratoren: AMV 11 l/min; Frequenz 20/min; OZQ 1:2

[Volumen-] Zeitgest. Respiratoren



— Bennet MA-1B
— Dräger Narkosespiromat 650
- - - Dräger Pulmomat III
— Elema-Servoventilator 900
— Engström-Narkoserespirator 200
- - - Engström-Tegimenta Typ 500
— Sabathié-Fourès SF 4

Druck-flowgesteuerte Respiratoren



— Bennet PR-2
— Bird Mark 7
— Dräger-Assistor 642
— Takaoka
— Heyer Sekundant

a. (Volumen-)zeitgesteuerte Geräte

Wie zu erwarten, liegen die Verluste an alveolärer Minutenventilation bei den zeit-volumengesteuerten Geräten wegen deren guten Frequenzkonstanzen nahe bei den Werten, die im vorigen Abschnitt beim Verlust an Atemminutenvolumen zu sehen waren. (Compliance 4,2 ml/cmH₂O: Verlust nirgends über 10,5 %; Compliance 2,1 ml/cmH₂O: Verluste zwischen 24,7 % und 10,5 %)

b. Druck-flowgesteuerte Geräte

Bei den druck-flowgesteuerten Geräten ergeben sich wesentlich größere Abweichungen zwischen Atemminutenvolumen und effektiver alveolärer Ventilation. Bei der Compliance 4,2 ml/cmH₂O liegen die Verluste zwar erst zwischen 0 % (Heyer-Sekundant) und 29,1 % (Bird Mark 7). Beträgt die Compliance jedoch nur 2,1 ml/cmH₂O, so machen sich die Effekte der Drucksteuerung und der damit verbundenen Frequenzenerhöhung bei den druckgesteuerten Geräten deutlich bemerkbar, was sich vor allem daran zeigt, daß der Heyer Sekundant, der bei dieser Belastung noch zeitgesteuert arbeitet, nur 2,2 % des am Anfang eingestellten effektiven Atemminutenvolumens verliert, andere Geräte jedoch um bis 64 % des Anfangsvolumens zurückgehen.

Am deutlichsten zeigt sich hier die Wichtigkeit der Berücksichtigung der alveolären Ventilation und nicht des Atemminutenvolumens beim Takaoka-Respirator, der in diesem Fall das Atemminutenvolumen mit nur 1,6 % Verlust konstant

hält, wegen seiner deutlichen Frequenzerhöhung aber die effektive Alveolarventilation um 36 % reduziert.

Nimmt man als unterste Grenze einer ausreichenden alveolären Ventilation 4,0 l/min an, so läßt sich errechnen, daß bei einem Ausgangswert von 11 l/min Atemminutenvolumen (bei einer Frequenz von 20 Atemzügen/min) diese Grenze bei einer Reduktion der effektiven Alveolarventilation um 55 % unterschritten ist. In Abbildung 34 und 35 ist diese Grenze markiert.

Bennett PR 2 und Bird Mark 7 erreichen also bei der Compliance 2,1 ml/cmH₂O keine ausreichende effektive Alveolarventilation mehr.

4. Alveoläre Ventilation bei Erhöhung der Resistance

Noch ausgeprägter zeigen sich die Unterschiede zwischen zeit-volumen- und druck-flowgesteuerten Geräten, wenn man die alveoläre Ventilation bei Erhöhung der Resistance betrachtet.

Tabelle 6

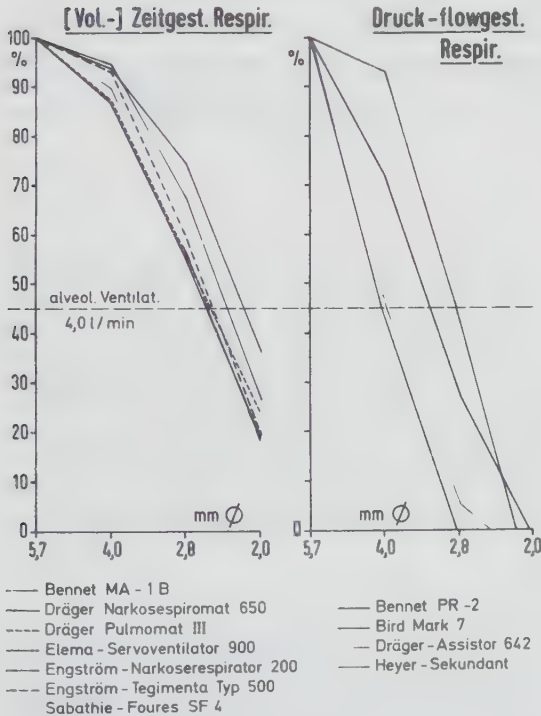
Alveoläre Ventilation in % des Ausgangswertes
bei Erhöhung der Resistance

a. (Volumen-)zeitgesteuerte Respiratoren.				
Durchmesser der Stenose in mm	5,7	4,0	2,8	2,0
Bennett MA 1 B	100	88,9	56,7	17,9
Pulmomat III	100	87,4	55,8	24,2
Dräger Spiromat 650	100	87,3	55,8	18,2
Elema SV 900	100	93,7	74,7	36,8
Engström 200	100	94,8	67,4	26,7
Engström-Tegimenta 500	100	93,2	59,6	19,1
Sabathié-Fourès SF 4	100	85,1	45,3	18,7
b. Druck-flowgesteuerte Respiratoren.				
Bennett PR 2	100	72,2	27,7	-
Bird M 7	100	43,0	-	-
Dräger Assistor	100	46,1	5,6	-
Takaoka-Respirator	100	-	-	-
Heyer-Sekundant	100	93,3	43,7	-

Abbildung 35

Alveoläre Ventilation bei Erhöhung der Resistance

Grundeinstellung der Respiratoren:
AMV 11 l/min; Frequenz 20/min; AZQ 1:2



a. (Volumen-)zeitgesteuerte Geräte

Beim Übergang von der Stenose mit 5,7 mm Ø auf die mit 4,0 mm Ø reduziert sich das effektive alveoläre Minutenvolumen bei den zeitgesteuerten Geräten zwischen 5,2% und 14,9 %. Bei der Stenose 2,8 mm liegen noch alle Geräte über der geforderten alveolären Minutenventilation von 4,0 l/min. Mit der Stenose 2,0 mm erreicht keines der getesteten Geräte mehr eine ausreichende alveoläre Minutenventilation. Die Verluste liegen zwischen 63,2 % (Elema SV 900) und 82,1 % (Bennett MA 1 B).

b. Druck-flowgesteuerte Geräte

Die druck-flowgesteuerten Geräte zeigen hier deutlich größere Verluste. Bei der Stenose 4,0 mm liegen diese zwischen 57 % (Bird Mark 7) und 6,7 % (Heyer Sekundant), d.h. der Bird Mark 7 ist bereits unter die geforderte Grenze von 4,0 l alveoläre Ventilation/min abgesunken. Der Takaoka-Respirator ist wie oben schon beschrieben wegen Flatterns hier bereits überhaupt nicht mehr funktionstüchtig.

Deutlich bemerkbar ist bei dem Widerstand der Stenose 4,0 mm der Unterschied zwischen den rein druckgesteuerten Geräten und dem druck-flowgesteuerten Bennett PR 2 bzw. dem hier noch zeitgesteuert arbeitenden Heyer-Sekundant.

Mit der Stenose 2,8 mm bringt der Bird Mark 7 keine alveoläre Ventilation mehr, d.h. es wird lediglich noch der Totraum teilweise ventiliert. Praktisch keine alveoläre Ventilation mehr zeigt auch der Dräger-Assistor mit einem Verlust von 94,4 %. Beim Bennett PR 2 ergibt sich ein Rückgang der alveolären Ventilation um 72,3 % und beim Heyer Sekundant um 56,3 %. Bei Vorschaltung der Stenose von 2,0 mm $\varnothing$ sind alle druck-flowgesteuerten Geräte nicht mehr in der Lage, eine alveoläre Ventilation zu bewirken.

VI. Zusammenfassung

An 12 Respiratoren sollte untersucht werden, wie sich eine Verminderung der Compliance und eine Erhöhung der Resistance auf das Atemminutenvolumen und auf die alveoläre Ventilation auswirken, wenn an den Beatmungsgeräten keine Nachregulation stattfindet.

Es zeigt sich, daß der Verlust an Atemminutenvolumen bei zeitgesteuerten Respiratoren in beiden Fällen, jedoch bei der Resistanceerhöhung noch deutlicher, geringer ist, als bei druck-flowgesteuerten Geräten.

Unter Berücksichtigung der alveolären Ventilation als einer wichtigeren Bezugsgröße als dem Atemminutenvolumen, wird klar ersichtlich, daß die zeitgesteuerten Geräte Änderungen von Compliance und Resistance mit wesentlich weniger Rückgang der alveolären Ventilation zu überwinden in der Lage sind, als druck-flowgesteuerte Respiratoren.

Literaturverzeichnis

1. Amaha, K.; Ph.Lin; S.W.Weitzner; M.H.Harmel: Effects of Constant Chest Compression on the Mechanical and Physiologic Performance of Different Ventilators. Anaesthesiology 28, 3, 1967, 499-509
2. Baum, H.; H.Benzer; R.Kucher; J.Lempert; O.Mayrhofer; W.Tölle: Respiratorbeatmung bei intrapulmonaler Luftverteilungsstörung. Ztschr. f. Prakt.Anaesth. und Wiederbelebung 4, 6, 1969, 325-338
3. Benzer, H.; R.Kucher; O.Mayrhofer; M.Baum: Kontrollverfahren bei Respiratorbeatmung. Anaesthesist 18, 6, 1969, 169-180
4. Bergmann, H.: Volumengesteuerte Respiratoren. Aus: Die Ateminsuffizienz und ihre klin. Behandlung. Hrsg. O.H.Just, Stuttgart 1967, 53-66
5. Bergmann, H.: Vergleichende Betrachtungen von Beatmungsgeräten. Anaesth. und Wiederbelebung 27, 1968, 42-68

6. Cardinand, J.P.; M.N.Dumazeaud; G.Neverre; R.Castaing:
Etude sur modèle de quatre respirateurs artificiels.
Ann.Anesth.Franc. 11, 1, 1970 , 3-11
7. Castaing, R.; G.Neverre; R.Chevais; G.Gillardeau;
M.Sabathié: Aspect de la mécanique pulmonaire pen-
dant un cycle de respiration artificielle.
Ann.Anesth.Franc. 6, 2, 1965, 319-324
8. Collis, J.M.; J.A.Bushman: An assessment of ten lung
ventilators.
World Medical Electronics 1966, 4,5 und 4,6
9. Edwards, W.L.; R.S.Sappenfield: Pressure-Cycled Ven-
tilators and Flow-Rate Control.
Anaesth. and Analg. Current Researches, 47, 1, 1968,
77-82
10. Heitmann, H.B.: Die Funktion kleiner Respiratoren zur
Narkosebeatmung.
Anaesth. 19, 10. 1970, 397-401
11. Herzog, H.; R.Keller: Druckgesteuerte Respiratoren.
Aus: Die Ateminsuffizienz und ihre klin. Behandlung.
Hrsg. O.H.Just, Stuttgart 1967, 67-78

12. Hill, D.W.; V.Moore: The Action of Adiabatic Effects on the Compliance of an Artificial Thorax.
Brit.Jour.of Anesth. 37, 19, 1965
13. Howells, T.H.: Automatics Pulmonary Ventilators.
World Medical Electronics 1963, 106-112
14. de Kock, M.A.; M.S.Schoombie: The Physiology of Intermittent Positive-Pressure Breathing (IPPB).
Suppl.S.A.Medical Jour. 24, Sept. 1966, 3-16
15. Lehmann, Ch.: Vergleiche zwischen Engström-Narkose-respirator und Dräger-Narkosespiromat.
Zbl.Chir. 85, 26, 1960, 1415-1423
- 16a. Mushin, W.W.; L.Rendell-Baker; P.W.Thompson; W.W. Mapleson: Automatic Ventilation of the Lungs.
Blackwell Scientific Publications, Oxford and Edinburgh 1968, 70
- 16b. - dito - 73
- 16c. - dito - 75
- 16d. - dito - 77
- 16e. - dito - 79

- 16f. - dito - 80
- 16g. - dito - 81
- 16h. - dito - 102
- 16i. - dito - 109
- 16k. - dito - 124
- 16l. - dito - 343
- 16m. - dito - 359
- 16n. - dito - 490
- 16o. - dito - 494
- 16p. - dito - 550
- 16q. - dito - 713
- 16r. - dito - 735
17. Norlander, O.P.: Functional Analysis of Force and
Power of Mechanical Ventilators.
Acta.Anaesth. Scand. 8, 1964, 57-77

18. Saklad, M.; D.Wickliff: Functional Characteristics
of Artificial Ventilators.
Anaesthesiology 28, 4, 1967, 716-722
19. Stoffregen, J.; A. Opitz; H.Sonntag: Der Takaoka-
Respirator.
Der Anaesthesist 20, 2, 1971, 70-73
20. Watson, W.E.: Observations on the Dynamic Lung
Compliance of Patients with Respiratory Weakness
Receiving Intermittent Positive Pressure Respiration.
Brit.Jour.Anesth. 34, 1962, 690-695

Lebenslauf

Am 13. September 1941 wurde ich als das erste Kind des Pfarrers Hans Himmler und seiner Ehefrau Martha, geb. Wolf, in Nürnberg geboren.

Die Volksschule besuchte ich in Gollhofen/Mfr. und trat nach der 4. Klasse in das Humanistische Gymnasium in Uffenheim ein. In den letzten 3 Jahren meines Schulbesuches war ich im Humanistischen Gymnasium Amberg, wo ich auch 1960 die Reifeprüfung bestand.

Anschließend leistete ich meinen Grundwehrdienst ab.

Im Wintersemester 1961/1962 immatrikulierte ich mich an der Universität Erlangen-Nürnberg für das Studium der Medizin und legte 1962 das Vorphysikum, 1964 das Physikum ab.

Im 2. und 3. klinischen Semester studierte ich als Austauschstudent an der Freien Universität Berlin. Nach 11 Semestern schloß ich dann mein Studium mit dem Staatsexamen an der Universität Erlangen-Nürnberg ab. Während meiner Medizinalassistentenzeit arbeitete ich an der Abteilung für Anaesthesiologie der Universitätskliniken Erlangen, am Städtischen Krankenhaus Amberg/Opf. und in der Orthopädischen Klinik Lindenlohe/Opf. Im Oktober 1969 erhielt ich die Approbation. Seit dem 1.5.1970 bin ich wieder an der Abteilung für Anaesthesiologie der Universitätskliniken Erlangen tätig.

Am 1.4.1971 habe ich mit Fräulein stud.päd.Ingrid König die Ehe geschlossen.

